

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平3-90152

⑮ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)4月16日

A 61 L 27/00

J

6971-4C

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全8頁)

⑭ 発明の名称 生体活性インプラント材料

⑰ 特 願 平2-55126

⑱ 出 願 平2(1990)3月8日

優先権主張 ⑲ 平1(1989)6月6日 ⑳ 日本(JP) ㉑ 特願 平1-142058

㉒ 発 明 者 野 浪 亨 東京都中央区日本橋1丁目13番1号 ティーディーケイ株式会社内

㉓ 発 明 者 野 間 弘 康 千葉県千葉市真砂1-2-2

㉔ 発 明 者 中 島 信 也 千葉県千葉市真砂1-2-2

㉕ 出 願 人 ティーディーケイ株式会社 東京都中央区日本橋1丁目13番1号

㉖ 代 理 人 弁理士 阿 形 明 外2名

明 細 書

のいずれかに記載の生体活性インプラント材料。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、新規な生体活性インプラント材料に関するものである。さらに詳しくいえば、本発明は、高い強度及び良好な耐蝕性を有し、かつ優れた生体活性を示し、人工骨、人工歯根、人工関節などの生体硬組織代替材料として好適な非リン酸カルシウム系インプラント材料に関するものである。

従来の技術

これまで、人工骨、人工歯根、人工関節などの生体硬組織代替材料としては、ステンレス鋼、金属チタン、ニッケル-コバルト合金などの金属類やアルミナ、ジルコニアなどのセラミックスが用いられてきた。しかしながら、これらは生体組織と同化する性質を有しないため、役割が終了したのちは不用異物として体内に残留し、除去するためには摘出のための手術を行わなければならないという点の不便さがあった。

1. 発明の名称 生体活性インプラント材料

2. 特許請求の範囲

1 CaO及びSiO₂を必須成分とする非リン酸カルシウム系組成を有し、かつリン含有水溶液との接触によりリン酸カルシウム系化合物を生成しうるセラミックスから成る生体活性インプラント材料。

2 組成中のCaO及びSiO₂の重量比が1:4ないし6:1の範囲にある請求項1記載の生体活性インプラント材料。

3 セラミックスがCaO及びSiO₂の必須成分に加えてMgOを含有する請求項1又は2記載の生体活性インプラント材料。

4 MgOの含有量が全重量に基づき35重量%を以下である請求項3記載の生体活性インプラント材料。

5 セラミックスがジオブサイドの組成を有する請求項4記載の生体活性インプラント材料。

6 セラミックスが多孔質体である請求項1~5

特開平3-90152(2)

これに対し、骨や歯の組成と類似したリン酸カルシウム系材料は、生体内において、経時的に同化し漸次生体組織と直接結合するので、体内に残留させたままでも、特に摘出手術を行う必要がないため、最近ではアパタイト、リン酸三カルシウム、バイオガラスなどを主体としたリン酸カルシウム系セラミックスが、生体活性インプラント材料として注目されるようになってきた。しかしながら、これらのリン酸カルシウム系セラミックスは、ステンレス鋼、金属チタンのような金属やアルミナ、ジルコニアのような金属酸化物系セラミックスに比べ、機械的強度が低いため、適用範囲が著しく制限されるという欠点があった。このような欠点を改善するために、リン酸カルシウム化合物に、アルミナ、シリカ、その他の金属酸化物を配合した焼結体（特公昭57-40803号公報）、 β -リン酸三カルシウム結晶とアパタイト結晶とジオブサイド結晶から成る高強度結晶化ガラス（特開昭61-197446号公報）、生体適合性及び強度を有する芯材の表面にヒドロキシアパタイトを融着した材

に、優れた生体親和性を有する新規なインプラント材料を提供することを目的としてなされたものである。

課題を解決するための手段

本発明者らは、生体活性インプラント材料について種々研究を重ねた結果、CaO及び SiO_2 を必須成分とするセラミックスの中には体液と接触するとその接触部分にリン酸カルシウム系化合物を生成し、非リン酸カルシウム系セラミックスであるにもかかわらず、良好な生体親和性、特に生体活性を示すことを見出し、この知見に基づいて本発明をなすに至った。

すなわち、本発明は、CaO、 SiO_2 及び所望に応じMgOを必須成分とする非リン酸カルシウム系組成を有し、かつリン含有水溶液との接触によりリン酸カルシウム系化合物を生成しうるセラミックスから成る生体活性インプラント材料を提供するものである。

本発明の生体活性インプラント材料は、CaO及び SiO_2 を必須成分とする非リン酸カルシウム系組

成（特開昭63-300754号公報）、リン酸カルシウム生成成分にマグネシヤ及びシリカのような強化成分を含有させた結晶化ガラス（特開昭63-303830号公報）などが提案されている。

しかるに、これらの材料はいずれも生体内で生体組織と同化させるには、骨や歯と同質のリン酸カルシウム系化合物を基本とする組成でなければならないとの前提に立つものであり、その組成の選択範囲が限られるため、必ずしも十分な物性の改善を行うことができなかった。また、 β -リン酸三カルシウムは生体内で溶解性を有するために十分な同化が行われないうちに崩壊するおそれがあり、また、リン酸カルシウム化合物にアルミナ、シリカ、ジオブサイドのような強化成分を配合焼成したのも、 β -リン酸三カルシウムに変質することがあるので、同様な問題を生じる可能性があった。

発明が解決しようとする課題

本発明は、このような従来のインプラント材料がもつ欠点を克服し、高い機械的強度を示すと共

に、成を有するセラミックスから成るが、このセラミックス中におけるCaOと SiO_2 の割合は、重量比で1:4ないし6:1、好ましくは1:3ないし2:1の範囲内である。この範囲を逸脱すると、強度や生体親和性が低下する。

また、本発明で用いられるセラミックスは、全重量に基づき35重量%以下の範囲で、MgOを含有することができる。このMgOを含有させることにより、一般に焼成温度を低くしつつ骨との接着性を向上させることができる。

本発明で用いられるセラミックスは、リン含有水溶液、例えば類似体液又は体液と接触した場合、その接触面においてリン酸カルシウム系化合物例えばヒドロキシアパタイトを生成するという点で特徴づけられる。このような特徴を有することにより、これを生体内に移植した場合、生体骨との接触面に、生体親和性の良好なアモルファスなリン酸カルシウム系化合物が均一かつ迅速に析出し、新生骨の生成を促進する。しかも、このようにして形成された生体骨との結合部は、組成中の成分

特開平3-90152(3)

が傾斜構造を形成し、結晶的にもインプラントと生体骨の間で連続したものとなっているので、非常に強固な結合を生じる。これに対し、従来のヒドロキシアパタイトからなるインプラントは、表面にリン酸カルシウム系化合物を析出することがないので新生骨の生成は不均一で遅くインプラントと初期に接する新生骨が少ないので、結合部は弱いものとなる。

本発明で用いるセラミックスの組成としては、例えばジオブサイド、ウオラストナイト、エーライト、ベライト、アーケルマナイト、モンチセライト、ホルステライト、プロトエンスタタイト、トリジマイトなどの領域を挙げることができるが、好ましいのはジオブサイド、ウオラストナイト、エーライト、ベライト、アーケルマナイト、モンチセライトであり、中でも特に1200～1350℃という比較的低温で焼成しうるジオブサイド領域のもの、ウオラストナイト領域のものを主体とするセラミックスは曲げ強度が高く有利である。

本発明で用いられるセラミックスは、常法に従

本発明で用いるセラミックスには、前記した必須成分の外に、必要に応じ所望の物性をそこなわない程度の量、通常は5重量%以下の量の任意成分、例えば Al_2O_3 、 TiO_2 、 Na_2O 、 K_2O 、 ZnO 、 B_2O_3 などを配合することができる。

本発明のインプラント材料を製造するには、例えば上記のようなセラミックス用原料を粉末とし、ボールミル、撹動ミル、自動乳鉢、ミキサー、ジュウサー、サンドミル、泡立て器などの混合機等によりよく混合したのち、50～300℃で10分ないし100時間乾燥し、次いで500～1600℃、好ましくは800～1600℃で10分ないし200時間仮焼する。このようにして得た仮焼物を粉砕し、必要に応じポリビニルアルコールのようなバインダーを加えてプレス法、スリップキャスト法などで所望の形状に成形したのち、乾燥し、これを800～1600℃、好ましくは1100～1550℃の範囲の温度で焼成する。この際の原料粉末の粒度はBETで通常は $0.5\text{m}^2/\text{g}$ 以上、好ましくは $1\text{m}^2/\text{g}$ 以上、より好ましくは $3\text{m}^2/\text{g}$ 以上にする。また、成形

い、酸化カルシウム、酸化ケイ素及び場合により酸化マグネシウムを、所要の割合で混合し、仮焼したのち、この仮焼物を粉砕し、再度焼成することによって得られる。この場合、これらの酸化物の代りに焼成条件下でこれらの酸化物を生成しうる物質、例えばカルシウム、マグネシウムの炭酸塩、重炭酸塩、水酸化物やケイ酸などを用いてもよい。これらの原料は、粉末状、か粒状のほか、スラリー又は溶液として用いることができる。これら個々の成分に対応する原料を用いる代りに、あらかじめ形成されたジオブサイド $\text{CaO} \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot \text{NgO}$ を粉砕して用いることもできる。また、例えばジオブサイド領域の組成をもつセラミックスを製造する際、酸化カルシウム、酸化マグネシウム及び酸化ケイ素の供給原料のいずれかを過剰に用いると、ジオブサイド以外のもの、例えばウオラストナイト、ホルステライト、アーケルマナイト、プロトエンスタタイト、トリジマイト、ベライトなどが副生するが、このような混合物もそのまま用いることができる。

圧として $1 \sim 3000\text{kg}/\text{cm}^2$ が用いられる。焼成時間は通常10分ないし20時間である。また、焼成は常圧で行われるが、必要ならば加圧下で行うこともできる。この際の圧力は通常 $10 \sim 3000\text{kg}/\text{cm}^2$ の範囲で選ばれる。

本発明のインプラント材料は、また独立気孔及び連続気孔を有する多孔質体として形成することもできる。本発明の生体活性インプラント材料を用いて多孔質体を形成する場合は、従来のリン酸カルシウム系材料と比べ、強度が高いために、気孔径、気孔率範囲を比較的自由に選択でき、高い生体親和性を得ることができる。この多孔質体は、通常、気孔径 $5 \sim 2000\mu\text{m}$ 、好ましくは $10 \sim 1000\mu\text{m}$ 、気孔率 $10 \sim 80\%$ 、好ましくは $20 \sim 70\%$ 、さらに好ましくは $25 \sim 60\%$ を有するものとして形成される。このものは多孔質セラミックスを製造する際の常法に従い、原料中に熱分解性物質又は有機質繊維などを混入し、焼成することによって製造される。このようにして得られる多孔質インプラント材料は、通常 1.0MPa 以上、多くの場

特開平3-90152(4)

合15MPa以上の圧縮強度を有する。

本発明のインプラント材料は、所要の形状のブロックとして用いてもよいし、また骨欠損部に充てんするための顆粒として用いてもよい。

この場合、顆粒径は、新生骨の生成と強度の観点から通常0.05～5mm、好ましくは0.1～3mm、より好ましくは0.1～2mmの範囲で選ばれる。

発明の効果

本発明の生体活性インプラント材料は生体アルミナに匹敵する強度ならびに耐酸性を有し、しかもβ-リン酸三カルシウムやヒドロキシアパタイトなどのリン酸カルシウム系インプラント材料に比べ新生骨との密着がはるかに迅速に進行し、かつ均一な結合を形成する。

また、生体骨との結合部は低結晶ないしはアモルファス状であって、しかもその成分が連続した濃度勾配を有しており、生体骨に近接するに従って、生体骨に類似した成分組成のものとなるので、結合性が強固であり、疲労しにくいなど種々の利点がある。

ード0.5mm/minの条件下で測定した(n=10)。

(4) 破壊靱性値(K_{IC}) : ASTM E399-83に基づき測定した。

(5) 結晶粒径 : 走査型電子顕微鏡により測定した結晶粒面積から、これを円と仮定してその平均直径を求めた。

(6) ヒドロキシアパタイト生成 :

Na⁺142.0mmol、K⁺5.0mmol、Mg²⁺1.5mmol、Ca²⁺2.5mmol、Cl⁻148.8mmol、HCO₃⁻4.2mmol、及びHPO₄²⁻1.0mmolを含有する水溶液から成る模擬体液150mlを37℃に保ち、この中へ、試料(3cm×4cm×2cm、6個)を浸漬し、7日後SEMで折出相を観察し、次の評価基準で判定した。なお、折出相の成分は電子線回折により測定した。

5…全体にわたって折出

4…ほぼ全体にわたって折出しているが部分的に折出していない

3…半分程度折出

従って、本発明のインプラント材料は人工骨、人工歯根、人工関節等の生体硬組織代替材料などに好適に用いられる。

実施例

次に実施例によって本発明をさらに詳細に説明する。

試料の曲げ強度及び耐酸性等の測定方法は以下のとおりである。

(1) 相対密度 : 試料の焼結密度をアルキメデス法により測定し、また焼結体を粉砕して得た粉体(5m³/g)の真密度を測定し、両者の比率として求めた。

(2) 曲げ強度 : 試料を3×4×40mmに切り鏡面研磨し、3点曲げ試験により、スパン距離36mm、クロスヘッドスピード0.5mm/minの条件下で測定した(n=10)。

(3) 圧縮強度 : 試料を10×10×10mmに切り、圧縮試験器よりクロスヘッドスピ

2…わずかに折出

1…ほとんど折出しない

0…全く折出しない

(7) 耐酸性 : pH4の乳酸水溶液200cc中に表面積200mm²の試料を投入し、恒温槽により溶液温度を37℃に保持し、かつ溶液を若干揺動させながら、48時間放置した。試験試料は直ちに水洗し、乾燥したのち、重量減少率の測定により評価した。

実施例1～4、比較例1

平均粒径5μmのCaO、MgO及びSiO₂の粉末を所定の割合で混合し、80℃で5時間乾燥したのち、950℃で5時間仮焼した。次にこの仮焼物を粉砕し、バインダーとしてポリビニルアルコール2重量%を加え、成形圧50kg/cm²でプレス成形し、80℃で5時間乾燥後1350℃で2時間焼成することにより、第1表に示す組成のインプラント材料を得た。また、このものの曲げ強度及び耐酸性試験の結果を、ヒドロキシアパタイトの試験結

特開平3-90152(5)

果と共に第1表に示す。

第 1 表

		原料組成(重量%)			曲げ強度 (MPa)	耐酸性試験後の 重量減少率(%)
		CaO	MgO	SiO ₂		
実施例	1	23.3	14.2	62.5	330	0.3
	2	26.0	18.2	55.8	350	0.1
	3	30.3	17.3	52.4	300	0.1
	4	24.6	20.2	55.2	270	0.1
比較例	1	ヒドロキシ アパタイト			50	1.6

これらの結果から、本発明品の方がヒドロキシアパタイトよりも破断しにくく、長期間にわたっての使用に耐え、耐久性に優れることが分かる。

また、疑似体液中でのヒドロキシアパタイトの形成状況を観察したところ、本発明品については、いずれも3日後にその表面にヒドロキシアパタイトの形成が認められた。

比較のために、同様に試験をアルミナ及びチタンについて行ったが、10日経過後においても全くヒドロキシアパタイトの形成は認められなかった。

実施例5～14、比較例2～6

原料割合及び焼成温度を変えること以外は実施例1～4と同様にして、第2表に示す組成のインプラント材料を製造した。このようにして得たセラミックスの物性を第2表に示す。

第 2 表

例		原 料 組 成					焼成温度 (℃)	セラミックス物性				
		CaO (重量%)	SiO ₂ (重量%)	MgO (重量%)	CaO SiO ₂ 組成領域	*		結晶粒径 (μm)	相対密度 (%)	曲げ強度 (MPa)	KIC (MPa ^{1/2})	ヒドロキシア パタイト生成
実施例	5	23.3	62.5	14.2	1/2.68	D	1230	2～3	99.4	230	2.8	5
	6	24.6	55.2	20.2	1/2.24	D	1270	3	98.7	200	2.5	5
	7	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	1270	2～3	99.6	280	3.2	5
	8	41.1	44.1	14.8	1/1.07	A	1300	4～5	98.7	150	1.8	5
	9	48.3	51.7	—	1/0.07	W	1420	4～5	94.0	250	2.2	5
	10	73.7	26.3	—	2.8/1	AL	1480	5	96.8	180	1.9	4
	11	65.1	34.9	—	1.86/1	B	1450	5	94.5	180	1.9	4
	12	33.0	42.5	24.5	1/1.29	M	1400	6	91.0	130	1.2	4
	13	85.5	14.5	—	5.9/1	—	1550	5～10	89.5	80	0.8	3
	14	29.0	40.4	30.6	1/3.9	—	1580	7～15	80.0	40	0.4	3
比較例	2	—	59.9	40.1	—	F	1470	7	91.0	130	1.2	0
	3	Al ₂ O ₃ 100.0			—	Al ₂ O ₃	1550	3～4	99.0	300	3.0	0
	4	55.8	P ₂ O ₅ = 42.4		—	HAP	1350	1～2	99.8	100	1.1	0
	5	54.2	P ₂ O ₅ = 45.8		—	TCP	1400	2～3	99.0	100	0.9	0
	6	—	100	—	—	シリカ ガラス	1500	—	99.8	100	0.6	0

* D: ジョブサイド W: ウオラストナイト A: アーケルマナイト AL: エーライト F: ホルステライト
B: ベライト M: モンテセライト HAP: ヒドロキシアパタイト TCP: リン酸三カルシウム

特開平3-90152(6)

この表から明らかなように、従来のインプラント材料はヒドロキシアパタイト生成能を有しないにもかかわらず、本発明のインプラント材料はいずれも良好なヒドロキシアパタイト生成能を示す。実施例15～34、比較例7～10

所定量のCaO、SiO₂及びMgOから成る粉末混合物に、第3表に示す量の結晶性セルロースを熱分解性物質として加え、70℃で5時間乾燥したのち、第3表に示す温度で仮焼き及び焼成して顆粒体とブロック体の多孔質インプラント材料を製造した。得られたインプラント材料の物性を第3表(顆粒体)及び第4表(ブロック体)に示す。

なお、生体親和性の試験は、下記により行った。

体重2.5～2.8kgの雄性成熟家兎の下顎骨に、3×4×6mmの補填穴を形成し、これに多孔質インプラント材料を補填した。

手術後、6週間経過した後、非脱灰研磨標本を作成し、インプラント材料と新生骨の界面のSEM像を観察し、次の評価基準で判定した。

a…新生骨がインプラント材料と完全に圧着し、

かつインプラント孔内にも完全に入り込んでいた。

b…新生骨がインプラント材料と半分以上圧着し、インプラント孔内にも半分以上入り込んでいた。

c…新生骨がインプラント材料と半分以上圧着し、インプラント孔内には一部入り込んでいた。

d…新生骨がインプラント材料と一部圧着し、インプラント孔内には一部入り込んでいた。

第 3 表

		原 料 組 成						焼成条件		セ ラ ミ ッ ク ス 物 性					
		CaO (重量%)	SiO ₂ (重量%)	MgO (重量%)	CaO SiO ₂	組 成 組 成 比 例	熱分解性物質 (重量%)*	仮 焼 (℃)	本焼成 (℃)	顆粒径 (μm)	気孔径 (μm)	気孔率 (%)	相対密度 (%)	圧縮強度 (MPa)	生 体 親和性
実 施 例	15	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	50	1200	1250	0.2	10	45	99.6	20	a
	16	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	35	1200	1250	1.5	50	30	99.6	30	a
	17	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	20	1200	1250	4.0	7	15	99.6	45	b
	18	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	70	1200	1250	4.0	120	65	99.6	15	a
	19	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	45	1200	1250	0.5	20	40	99.6	25	a
	20	23.3	62.5	14.2	1/2.68	D	30	1100	1200	0.4	15	25	99.0	25	a
	21	23.3	62.5	14.2	1/2.68	D	70	1100	1200	4.0	350	65	99.0	15	a
	22	25.9	55.5	18.4	1/2.14	D	40	1200	1250	6.0	20	35	99.6	25	c
	23	25.9	55.5	18.4	1/2.14	D	45	1200	1250	2.0	4	40	99.6	55	c
	24	25.9	55.5	18.4	1/2.14	D	95	1200	1250	0.5	25	90	99.6	9	b
例	25	43.4	41.8	14.8	1/0.96	A	35	1350	1300	0.3	20	30	98.1	15	b
	26	73.0	27.0	-	1/0.37	A L	30	1450	1420	0.5	15	25	99.8	10	b
比 較 例	7	55.8	P ₂ O ₅ = 42.4		-	H A P	40	900	1350	0.2	15	35	99.8	8	d
	8	54.2	P ₂ O ₅ = 45.8		-	T C P	35	900	1350	0.3	20	30	99.8	9	d

* 粉末混合物全重量に対する割合

特開平3-90152(7)

第 4 表

		原 料 組 成						焼成条件		セ ラ ミ ッ ク ス 物 性				
		CaO (重量%)	SiO ₂ (重量%)	MgO (重量%)	CaO SiO ₂ 組 成 傾 城	組 成 傾 城	熱分解性物質 (重量%)*	仮 焼 (℃)	本焼成 (℃)	気孔径 (μm)	気孔率 (%)	相対密度 (%)	圧縮強度 (MPa)	生 体 親和性
突 施 例	27	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	55	1200	1250	50	50	99.6	25	a
	28	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	60	1200	1250	300	55	99.6	15	a
	29	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	55	1200	1250	10	45	99.6	35	b
	30	24.6	55.2	20.2	1/2.24	D	80	1200	1250	50	75	99.6	10	a
	31	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	15	1200	1250	50	10	99.6	50	c
	32	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	60	1200	1250	3	55	99.6	55	c
	33	25.9	55.5	18.6	1/2.14	D	95	1200	1250	100	90	99.6	8	b
	34	48.3	51.7	—	1/1.07	W	65	1450	1420	100	60	95.0	15	a
比 較 例	9	55.8	P ₂ O ₅ = 42.4		—	H A P	50	900	1350	30	45	99.6	9	d
	10	54.2	P ₂ O ₅ = 45.8		—	T C P	60	900	1350	25	55	99.0	8	d

* 粉末混合物全重量に対する割合

この表から明らかなように、本発明のインプラント材料は、多孔質体とした場合でも、ヒドロキシアパタイトやリン酸三カルシウムのようなリン酸カルシウム系インプラント材料よりも高い強度を示す上に、生体親和性が高く、新生骨との密着状態も強固である。

適用例

実施例 5 で得たジオブサイド（試料 A）、ジオブサイト組成 20 重量%を含むヒドロキシアパタイト（試料 B）及びヒドロキシアパタイト（試料 C）をそれぞれ 3 × 4 × 6 mm の寸法のブロックに成形し、これを体重 2.5～2.8kg の雌性成熟家兔の下顎骨に移植し、経過を観察した。

施術 2 週後、いずれの試料においても新生骨の形成が認められたが、試料 A では全体的に試料ブロックと新生骨との接触が緊密であるのに対し、試料 B 及び試料 C においては一部が直接接触しているだけで、大部分は間隙を有していた。

施術 4 週後、試料 A については新生骨との接触部分の層構造の厚さが増大しているのが認められ

たが、試料 B 及び試料 C については、接触部の層構造の厚さに変化は認められなかった。

24 週後、いずれの試料においても新生骨と母床骨とが一体化し、その境界は判然としなくなったが、試料 B と試料 C における骨細胞の配列は、試料ブロックに平行で母床骨とは明らかに異なるのに対し、試料 A の場合は骨細胞の配列が母床骨と全く均一になり、母床骨との接合部もブロック外面の骨膜側も骨との接合状態には全く差が認められなかった。

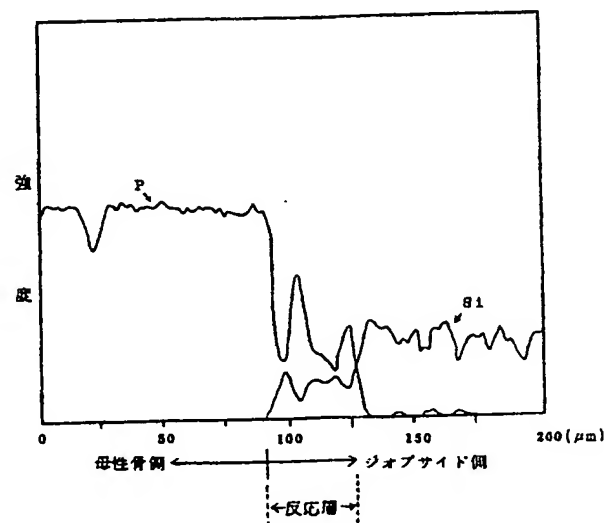
第 1 図は、試料 A についての 12 週後のジオブサイドと新生骨との接合部分の組成変化を示す EPMA のスペクトル図であるが、新生骨とジオブサイドとの中間層に成分の濃度勾配が形成されていることが分かる。

また、第 2 図は、24 週後における試料 A と母床骨との接合部の透過電子顕微鏡による高分解能像を示したものであるが、これから明かなように骨細胞の配列がジオブサイド側と母床骨側とで全く同一であり、境界はほとんど識別されない。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明のインプラント材料を動物体内に移植したときの母床骨との接合部における成分の濃度勾配を示すEPMAによる分析グラフ、第2図は同じ接合部の結晶構造の配列を示す透過電子顕微鏡写真である。

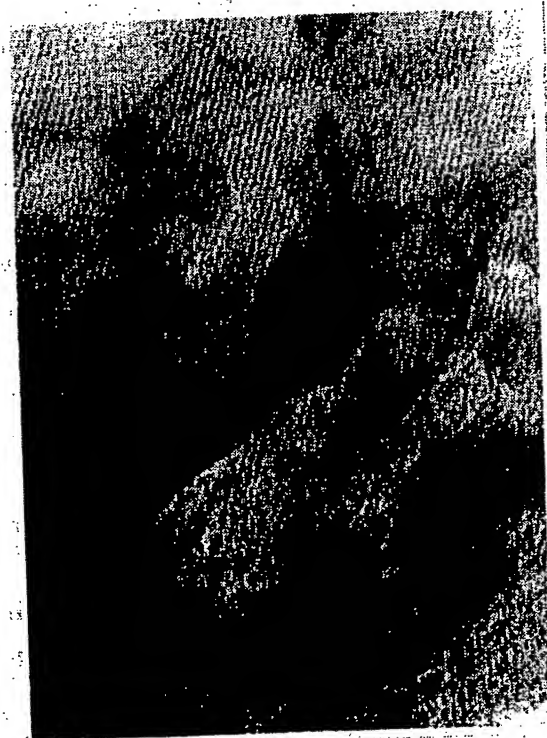
第 1 圖



特許出願人 ティーディーケイ株式会社

代 理 人 阿 形 明
(ほか2名)

第 2 卷



BEST AVAILABLE COPY